

1/7/1

DIALOG(R)File 324:German Patents Fulltext  
(c) 2006 Univention. All rights reserved.

0002460436

Patent and Priority Information (Country, Number, Date):

Patent: DE 8812806 U1 19881124

Application: DE 8812806 19881012

Priority Application: DE 8812806 U 19881012 (DE 8812806)

Main International Patent Class: A61F-002/42

Main European Patent Class: A61F-002/42A

Publication Language: German

Fulltext Word Count (English): 2165

Description (English machine translation)

BeschreibungDer invention is the basis the task to establish a jump joint prosthesis the larger freedom of movement permitted.

The solution according to invention consists of the fact that between the Schienbein Koroponente and the jump leg component intermediatesteer-hurry is arranged, which with the two components over an articulation joint on the one hand and over a rotation joint also to the Hochachs parallel axis of rotation cooperates. The training of the articulation joint between the jump leg component and intermediatesteer-hurry can arbitrary kind be. Cooperating these parts over roller surfaces is preferred. This applies in particular with the training of the jump leg component as cap prosthesis.

Around uncontrolled swimming of intermediate steering ILS outer, should this avoids seitengef Uhrt be, preferably in relation to the jump leg component, although also a side guidance with the seeming leg component is applicable. The side guidance formed with the jump leg component lies appropriately within dor Walaenflächen, so that it does not interfere with the lateral sliding surfaces, which cooperate with the two Malleolen. The side guidance is formed for a fitting slot in the other roller surface after a further characteristic of the invention by one in AP direction running rib in the one and, whereby the rib zweckmaessigerweise on the sliding surface of the jump leg component is envisaged.

The seeming leg component and intermediatesteer-hurry cooperate appropriately over even, essentially sliding surfaces arranged transverse to the vertical axis, because these permit not only a turn but also any shift for the adjustment of the prosthesis to the volume apparatus. If on the side adjustment less value is put, however deviating surfaces of revolution can be selected around the vertical axis, for example a flat hollow on also by the even shape and a fitting flat crest on the other side. By the vertical axis an axle parallel to the seeming leg direction is to be understood in this connection.

THIS PAGE BLANK (USPTO)

The jump leg component designed as cap prosthesis exhibits zweckmässigerweise even side panels, which form the Malleolargleitflächen. From these the lateral side panel in its dorsalen section is to exhibit a recess, um den volumes and/or Knochenvorsprungen there present place to give.

With the training dr one aims at jump joint component as cap prosthesis an as exactly as possible fitting place of business at the appertaining Resektionsflächen of the jump leg, in particular with cement-free implantation. Since one can reproduce one according to the walzenförmigen joint surface curved inner surface only heavily at bones, to the jump leg according to invention turned surface is composed the joint surface forming wall from even surfaces. A middle surface runs about perpendicularly for seeming leg direction. By means of sawing teachings orienting at the seeming leg direction this surface can be easily formed. A front surface runs about parallel to the fussrücken. Appropriate sawing teachings orient themselves either at the direction of the Fussrücken or at the direction of the schienbeins with maximum diffraction of the jump joint. Finally a rear, sloping surface is envisaged, which is attainable by vent ral in liberstreckter rate position. In this way it is possible to assign the Sprungbeinkomponente from the front ago. This applies, even if she carries additional Vorsprünge for anchorage in the jump leg, which is implemented as rib running in AP direction appropriately daf Ur.

The prosthesis part which can be embodied at the schienbein is likewise appropriately provided with at least riner anchor rib, which runs in AP direction, in order to make the implantation possible from the front. This rib has constant cross section pursuant to the invention etwn, so that the appertaining groove in the bone can be produced by one of vcrne accomplished clearing arrangement. If the rib essentially possesses circular cross-section, the appertaining bone slots can be simply bored with help of a suitable drill-gauge, which orients itself at the situation of the Resektionsfläche and/or the direction of the schienbeins. So that the rib in in such a way the figuration groove finds safe stop also when cement-free anchorage, it can be provided with flucht increases and recesses.

The invention becomes in the following more near with reference to the design erl Mutert, which a favourable Ausf clock example illustrates. In it i Fig show. 1 a side view of the prosthesis with the surrounding skeleton hurrying from lateral, Fig. 2 the same side view without skeleton hurry, Fig. 3 a vent ral opinion, Fig. 4 to 6 perspective opinions of the three prosthesis parts, Fig. 7 to 9 lateral opinions, Fig. 10 to 12 Draufsichten, Fig. 13 to 15 vent ral opinions und Fig. 16 to 18 under-lateral opinions of the prosthesis parts.

In Fig. one recognizes 1 that the joint surface of the jump leg 1 is substituted by the jump leg component 2 implemented as cap prosthesis. The resezierten steering hurry 3 of the schienbeins 4 are by the seeming leg component 5 and let us intermediate-steer-hurry 6 substituted. The wadenbein remains unchanged.

The jump leg component 6 forms a slidingflat 10, which is as surface of revolution around a transverse axis 28, for example about cylindrical, designed, whereby the rotation axle should be about identical with the natürlichen articulation transverse axis of the jump joint. The joint-flat 10 enth Hlt in its center a rib 11, which runs in AP direction.

The roller joint surface laterally Malleolargleitflächen 12 (laterally) and 13 (medial) follow 10. The joint surfaces 10

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

to 13 forming walls result in together a cap form, how results from the design in detail and shape of the natural shape of the sliding surfaces of the jump joint very close expresses of them comes. The inner surfaces are to match each other according to worked on surfaces of Sprunggelenks 1 with cement-free implantation as perfectly as possible. Protecting those the Malleolargleitflächen 12, 13 on the inside corresponding flattening this about parallel and then run and therefore by means of legend and legend teachings can be easy, consist the roller sliding surface 10 on the inside facing the surface of three even, parallel to the Gelenkachse running surfaces, i.e. middle curves 14, which runs parallel to the Falmarebene of the rate and perpendicularly to the vertical axis, a front, sloping flat one 15 and rear, abfallend surface 16. Also these surfaces can be copied, as more near above described, by means of appropriate sawing teachings easily at the jump leg 1.

In the center of the lower surface one is vertical and in AP direction running rib envisaged, which, in particular when cement-free anchorage, forms an additional guarantee. Those the bone turned surfaces or parts of this component can be so trained that they offer anchorage recesses or other detention possibilities to the in-increasing bone.

Those the lateral Malleolargleitfläche 12 screen end wall did not down-draw over its full length as far as the mediale 13. It exhibits rather within the range W, i.e. in its rear third, a cutout. According to natural conditions the Sprunggelenk Komponente is 2 at their ventralen side (in Fig. 10 down) somewhat more broadly than to the dorsalen.

The seeming leg component, seem to do in opinions in the highest number of the single representations, essentially consists of a plate 19, whose even lower surface 20 forms a sliding surface. If of their top side carries it for two ribs 21 those parallel to each other and to the plate 19 in AP direction run and predominantly circular cross-section possesses (s. Fig. 15) and within the range of its connection with the plate accordingly behind-cut bind. They possess increases 22 for the improvement of the initial strength. Into the gaps between the increases 22 grew bone fabric for final anchorage in.

This implementation of the ribs 21 has the benefit that too certain slots 23 can be produced for their admission by simply boring of ventral, parallel to the Resektionsfläche 24. Their simple shaping contributes to it, the operation duration even shortens and the risk from Implantationsfehler to to reduce.

Between the jump leg component 2 and the seeming leg component 5 is intermediatesteer-hurries 6, which forms oberseits even sliding surface 25 a fitting the sliding surface 20. On its lower surface it exhibits a roller joint surface 26, which essentially agrees with the joint surface 10 of the component 2. In the funds this joint surface 26 one is in AP direction running groove 27, which forms the Seitenführung referred to above together with the rib 11.

Just as the jump leg component 2 consists the seeming leg component 5 appropriately of a fabric-compatible metal, while intermediatesteer-hurry 6 of polyethylene with high molecular weight consists.

The prosthesis gives in Fig. 2 and 3 liberty degrees of the joint movement, i.e. between the prosthesis parts of 2 and 6, suggested by arrows, a lagging takes place around the transverse axis 28, whereby part 6 laterally by the rib 11 is fixed and the groove 27, and the even sliding surface 20, 25 permits rotating motion as well as transverse movements in all directions.

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

The benefits of the prosthesis according to invention consist on the one hand of the fact that they consist a large reproduction of the natural benefits erf of the IndungsgemHssen prosthesis on the one hand of the fact that it permits a large reproduction of the natural Bewogungsverh Hltnisae of the jump joint and an adjustment of the situation of the steering hurry to the requirements of the B&ndapparates. On the other hand it makes an operation possible exclusively from vent ral with application relatively more simply and by SMge and drill-gauges of surely conductible phases of operation.

The composition of the Unterfl Hche of the Sprungbein Kapponprothese from the flat portions of 14, 15 and 16 earns if necessary protection independently of the remaining aspects of the invention. The same applies for f Ur the equipment of the first Schienbein Prothesenteila also in AP direction running and preferably cylindrical ribs.

#### Claims (English machine translation)

1. Jump joint prosthesis marked by a jump leg component (2) and a seeming leg component, which are articulatable against each other around a transverse axis (28), by the fact that between the seeming leg component (5) and the jump leg component (2) intermediatesteer-hurry (6) is arranged, which with the two components (2, 5) over an articulation joint on the one hand and over a rotation joint also to the vertical axis of parallel axis of rotation cooperates.
2. Sprunggelenk Frotheso according to demand 1, by the fact characterized that the jump leg component (2) and the Zwischengelenktbil (6) over roller surfaces (10, 26) cooperate.
3. Jump joint prosthesis according to demand 2, by the fact characterized that intermediatesteer-hurry (6) opposite one of the two other components (2, 5) seitengef Uhrt is.
4. Jump joint prosthesis according to demand 3, by the fact characterized that the side guidance at the jump leg component (2) is formed.
5. Jump joint prosthesis according to demand 4, by the fact characterized that the side guidance is formed within the roller surfaces (10, 26).
6. Jump joint prosthesis according to demand 5, by the fact characterized that the side guidance is formed for a slot (27) by one in AP direction running rib (11) in the one and in the other roller surface.
7. Jump joint prosthesis after one of the demands 1 to 6, by the fact characterized that the seeming leg component (5) and intermediatesteer-hurry (6) over even, essentially slidingflat arranged transverse to the vertical axis (20, 25) cooperate.
8. Jump joint prosthesis after one of the demands 1 to 7, by the fact characterized that the Sprungbeinkoiuponente (2) when Kappenprothesa with the Malleolargleitflachen (12, 13) forming side panels is trained.
9. Jump joint prosthesis according to demand 6, by the fact characterized that the lateral side panel in its dorsalen section exhibits a recess (17).
10. Jump joint prosthesis according to demand 8 or 9, by the fact characterized that those is composed to the jump leg turned surface the joint surfaces (10) forming wall of the jump leg component (2) from even surfaces (14, 15, 16).
11. Sprunggelenk Prothe Bo according to demand 10, by the fact characterized that middle curses a (14) about perpendicularly to the seeming leg direction, front curses a (15) about parallel to the fussruecken and a rear surface (16) to the rear bent runs.
12. Jump joint prosthesis after one of the demands 1

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**



to 11, by the fact characterized that the 'seeming leg component (5) up-knows at least a hinterschnittene rib (21) of constant cross section, running in AP direction.

13. Jump joint prosthesis according to demand 12, by the fact characterized that the rib (21) exhibits essentially in a circle limited cross section.

14. Jump joint prosthesis according to demand 13, by the fact characterized that the rib exhibits (21) detention increases (22) and recesses.

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

© BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

DEUTSCHES



PATENTAMT

④

## Gebrauchsmuster

U 1

①

(11) Rollennummer 6 88 12 806.7

(51) Hauptklasse A61F 2/42

(22) Anmeldetag 12.10.88

(47) Eintragungstag 24.11.88

(43) Bekanntmachung  
im Patentblatt 05.01.89

(54) Bezeichnung des Gegenstandes  
Sprunggelenk-Prothese

(71) Name und Wohnsitz des Inhabers  
Waldemar Link GmbH & Co, 2000 Hamburg, DE

(74) Name und Wohnsitz des Vertreters  
Moll, W., Dipl.-Phys. Dr.rer.nat.; Glawe, U.,  
Dipl.-Phys. Dr.rer.nat., 8000 München; Delfs, K.,  
Dipl.-Ing.; Mengdehl, U., Dipl.-Chem. Dr.rer.nat.;  
Niebuhr, H., Dipl.-Phys. Dr.phil.habil.,  
Pat.-Anwälte, 2000 Hamburg

12 10 88

1

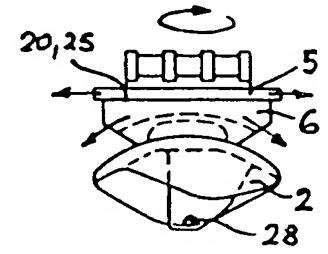
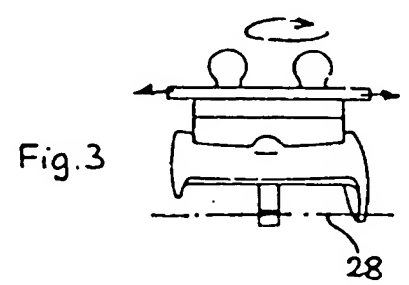
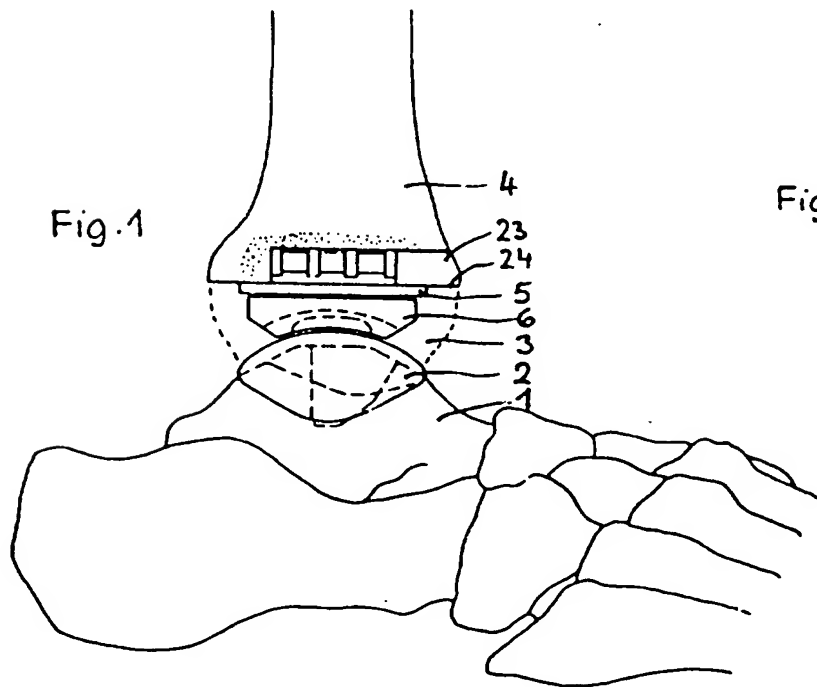
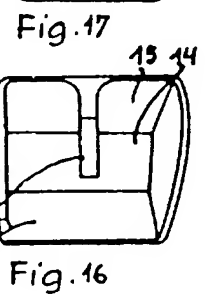
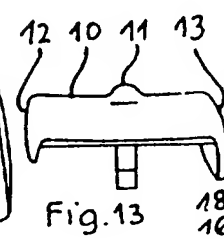
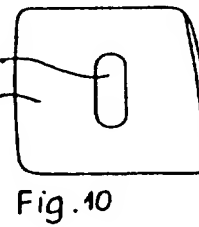
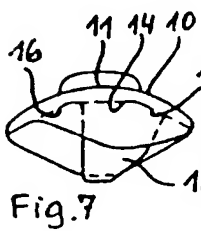
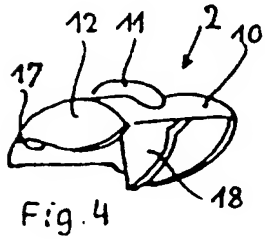
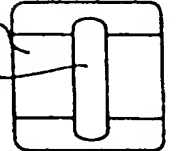
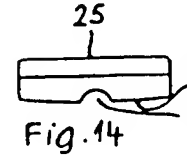
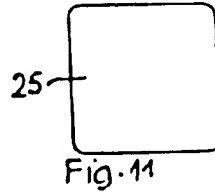
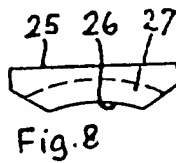
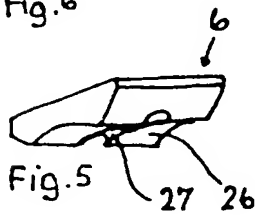
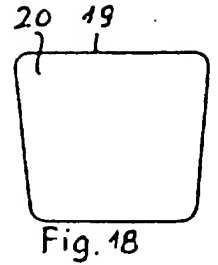
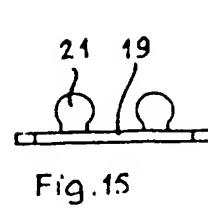
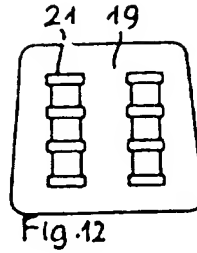
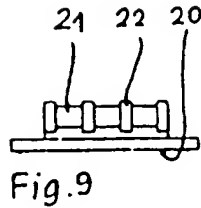
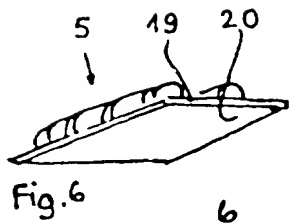


Fig. 2

12 10 88

GLAWE, DELFS, MOLL & PARTNER

PATENTANWÄLTE

ZUGELASSENE VERTRETER BEIM EUROPÄISCHEN PATENTAMT

Waldemar Link GmbH & Co.,  
Hamburg

p 13120/88  
D/te

RICHARD GLAWE  
Dr.-Ing. (1952-1985)  
WALTER MOLL  
Dipl.-Phys. Dr. rer. nat.  
ULRICH GLAWE  
Dipl.-Phys. Dr. rer. nat.

KLAUS DELFS  
Dipl.-Ing.  
ULRICH MENGDEHL  
Dipl.-Chem. Dr. rer. nat.  
HEINRICH NIEBUHR  
Dipl.-Phys. Dr. phil. habil.

8000 München 26  
Postfach 26 01 62  
Liebherrstraße 20

Tel. (089) 22 46 65  
Telex 5 22 505  
Telefax (089) 22 39 38

2000 Hamburg 13  
Postfach 25 70  
Rothenbaumchaussee 58

Tel. (040) 4 10 20 08  
Telex 2 12 921  
Telefax (040) 45 89 84

HAMBURG

## Sprunggelenk-Prothese

### Ansprüche

1. Sprunggelenk-Prothese mit einer Sprungbein-Komponente (2) und einer Schienbein-Komponente, die gegeneinander um eine Querachse (28) artikulierbar sind, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen der Schienbein-Komponente (5) und der Sprungbein-Komponente (2) ein Zwischengelenkteil (6) angeordnet ist, der mit den beiden Komponenten (2, 5) über ein Artikulationsgelenk einerseits und über ein Rotationsgelenk mit zu der Hochachse paralleler Drehachse zusammenwirkt.
2. Sprunggelenk-Prothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Sprungbein-Komponente (2) und der Zwischengelenkteil (6) über Walzenflächen (10, 26) zusammenwirken.

10 10 88

2

3. Sprunggelenk-Prothese nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Zwischengelenkteil (6) gegenüber einer der beiden anderen Komponenten (2, 5) seitengeführt ist.
4. Sprunggelenk-Prothese nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Seitenführung an der Sprungbeinkomponente (2) gebildet ist.
5. Sprunggelenk-Prothese nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Seitenführung innerhalb der Walzenflächen (10, 26) gebildet ist.
6. Sprunggelenk-Prothese nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Seitenführung von einer in AP-Richtung verlaufenden Rippe (11) in der einen und einer Nute (27) in der anderen Walzenfläche gebildet ist.
7. Sprunggelenk-Prothese nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Schienbein-Komponente (5) und der Zwischengelenkteil (6) über ebene, im wesentlichen quer zur Hochachse angeordnete Gleitflächen (20, 25) zusammenwirken.
8. Sprunggelenk-Prothese nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Sprungbeinkomponente (2) als Kappenprothese mit die Malleolargleitflächen (12, 13) bildenden Seitenwänden ausgebildet ist.
9. Sprunggelenk-Prothese nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die laterale Seitenwand in ihrem dorsalen Abschnitt eine Aussparung (17) aufweist.
10. Sprunggelenk-Prothese nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, daß die dem Sprungbein zugewendete Fläche der die Gelenkflächen (10) bildenden Wand der Sprungbeinkomponente (2) aus ebenen Flächen (14, 15, 16) zusammengesetzt ist.

88 10 88

12 10 88

3

11. Sprunggelenk-Prothese nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß eine mittlere Fläche (14) etwa lotrecht zur Schienbeinrichtung, eine vordere Fläche (15) etwa parallel zum Fußrücken und eine hintere Fläche (16) nach hinten geneigt verläuft.
12. Sprunggelenk-Prothese nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Schienbein-Komponente (5) wenigstens eine hinterschnittene, in AP-Richtung verlaufende Rippe (21) von etwa konstantem Querschnitt aufweist.
13. Sprunggelenk-Prothese nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Rippe (21) im wesentlichen kreisförmig begrenzten Querschnitt aufweist.
14. Sprunggelenk-Prothese nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Rippe (21) Hafterhöhungen (22) und -vertiefungen aufweist.

88 12 88

12 10 88

4

### Beschreibung

Bekannte Sprunggelenkprothesen erlauben eine Artikulation um eine Querachse. Der vom natürlichen Sprunggelenk über diese Artikulation hinaus ermöglichten Drehung vermögen sie hingegen nur sehr beschränkt nachzugeben. Sie haben auch den Nachteil, daß sie die gegenseitige Position der Gelenkflächen zwangsweise vorgeben und dadurch im Falle von Abweichungen der prothetisch rekonstruierten Gelenkstruktur von der natürlichen Struktur den Bandapparat unphysiologisch beanspruchen. Schließlich verlangen sie häufig eine laterale Eröffnung des Gelenks, die unerwünscht ist.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, eine Sprunggelenkprothese zu schaffen, die größere Bewegungsfreiheit erlaubt.

Die erfindungsgemäße Lösung besteht darin, daß zwischen der Schienbein-Komponente und der Sprungbein-Komponente ein Zwischengelenkteil angeordnet ist, der mit den beiden Komponenten über ein Artikulationsgelenk einerseits und über ein Rotationsgelenk mit zu der Hochachse paralleler Drehachse zusammenwirkt.

88 12 88



12 10 88

5

Die Ausbildung des Artikulationsgelenks zwischen der Sprungbein-Komponente und dem Zwischengelenkteil kann beliebiger Art sein. Bevorzugt wird das Zusammenwirken dieser Teile über Walzenflächen. Dies gilt insbesondere bei der Ausbildung der Sprungbeinkomponente als Kappenprothese.

Um ein unkontrolliertes Schwimmen des Zwischengelenkteils zu vermeiden, sollte dieser seitengeführt sein, und zwar vorzugsweise gegenüber der Sprungbein-Komponente, obwohl auch eine Seitenführung mit der Schienbein-Komponente in Frage kommt. Die mit der Sprungbein-Komponente gebildete Seitenführung liegt zweckmäßigerweise innerhalb der Walzenflächen, damit sie nicht mit den seitlichen Gleitflächen interferiert, die mit den beiden Malleolen zusammenwirken. Die Seitenführung wird nach einem weiteren Merkmal der Erfindung von einer in AP-Richtung verlaufenden Rippe in der einen und einer dazu passenden Nute in der anderen Walzenfläche gebildet, wobei die Rippe zweckmäßigerweise auf der Gleitfläche der Sprungbeinkomponente vorgesehen ist.

Die Schienbein-Komponente und der Zwischengelenkteil wirken zweckmäßigerweise über ebene, im wesentlichen quer zur Hochachse angeordnete Gleitflächen zusammen, weil diese nicht nur eine Drehung sondern auch eine beliebige Verschiebung zur Anpassung der Prothese an den Bandapparat gestatten. Wenn auf die Seitenanpassung weniger Wert gelegt wird, können jedoch auch von der ebenen Gestalt abweichende Rotationsflächen um die Hochachse gewählt werden, beispielsweise eine flache Mulde auf der einen und eine dazu passende flache Kuppe auf der anderen Seite. Unter der Hochachse ist in diesem Zusammenhang eine zur Schienbeinrichtung etwa parallele Achse zu verstehen.

Die als Kappenprothese ausgebildete Sprungbeinkomponente weist zweckmäßigerweise etwa ebene Seitenwände auf, die die Malleolargleitflächen bilden. Von diesen soll die laterale Seitenwand in ihrem dorsalen Abschnitt eine Aussparung aufweisen, um

88 10 88

10.10.88

6

den dort befindlichen Bändern bzw. Knochenvorsprüngen Platz zu geben.

Bei der Ausbildung der Sprunggelenk-Komponente als Kappenprothese strebt man einen möglichst genau passenden Sitz an den zugehörigen Resektionsflächen des Sprungbeins an, insbesondere bei zementfreier Implantation. Da man eine der walzenförmigen Gelenkfläche entsprechend gekrümmte Innenfläche nur schwer am Knochen nachformen kann, wird die dem Sprungbein zugewendete Fläche der die Gelenkfläche bildenden Wand erfindungsgemäß aus ebenen Flächen zusammengesetzt. Eine mittlere Fläche verläuft etwa lotrecht zur Schienbeinrichtung. Mittels einer sich an der Schienbeinrichtung orientierenden Sägelehre kann diese Fläche leicht geformt werden. Eine vordere Fläche verläuft etwa parallel zum Fußrücken. Eine entsprechende Sägelehre orientiert sich entweder an der Richtung des Fußrückens oder an der Richtung des Schienbeins bei maximaler Beugung des Sprunggelenks. Schließlich ist eine hintere, abfallende Fläche vorgesehen, die von ventral in überstreckter Fußstellung erreichbar ist. Auf diese Weise ist es möglich, die Sprungbeinkomponente von vorne her einzusetzen. Dies gilt auch dann, wenn sie zusätzliche Vorsprünge zur Verankerung im Sprungbein trägt, die dafür zweckmäßigerweise als in AP-Richtung verlaufende Rippe ausgeführt sind.

Der am Schienbein zu verankernde Prothesenteil ist ebenfalls zweckmäßigerweise mit wenigstens einer Verankerungsrippe versehen, die in AP-Richtung verläuft, um die Implantation von vorne zu ermöglichen. Diese Rippe hat gemäß der Erfindung etwa konstanten Querschnitt, damit die zugehörige Nut im Knochen durch einen von vorne durchgeführten Räumvorgang erzeugt werden kann. Wenn die Rippe im wesentlichen Kreisquerschnitt besitzt, können die zugehörigen Knochennuten einfach gebohrt werden unter Zuhilfenahme einer geeigneten Bohrlehre, die sich an der Lage der Resektionsfläche und/oder der Richtung des Schienbeins orientiert. Damit die Rippe in der so geformten

88.10.88

12 10 88

7

Nut auch bei zementfreier Verankerung sicheren Halt findet, kann sie mit Haft-Erhöhlungen und -Vertiefungen versehen sein.

Die Erfindung wird im folgenden näher unter Bezugnahme auf die Zeichnung erläutert, die ein vorteilhaftes Ausführungsbeispiel veranschaulicht. Darin zeigen:

- |                |  |
|----------------|--|
| Fig. 1         | eine Seitenansicht der Prothese mit den umgebenden Skeletteilen von lateral, |
| Fig. 2         | dieselbe Seitenansicht ohne Skeletteile,                                     |
| Fig. 3         | eine Ventralansicht,   |
| Fig. 4 bis 6   | perspektivische Ansichten der drei Prothesenteile,                           |
| Fig. 7 bis 9   | Lateralansichten,  |
| Fig. 10 bis 12 | Draufsichten,  |
| Fig. 13 bis 15 | Ventralansichten und   |
| Fig. 16 bis 18 | unterseitige Ansichten der Prothesenteile.                                   |

In Fig. 1 erkennt man, daß die Gelenkfläche des Sprunggelenks 1 durch die als Kappenprothese ausgeführte Sprunggelen-Komponente 2 ersetzt ist. Die resezierten Gelenkteile 3 des Schienbeins 4 sind durch die Schienbein-Komponente 5 und den Zwischengelenkteil 6 ersetzt. Das Wadenbein bleibt unverändert.

Die Sprunggelen-Komponente 6 bildet eine Gleitfläche 10, die als Rotationsfläche um eine Querachse 28, beispielsweise etwa zylindrisch, ausgebildet ist, wobei die Rotationsachse etwa identisch sein soll mit der natürlichen Artikulationsquerachse des Sprunggelenks. Die Gelenkfläche 10 enthält in ihrer Mitte eine Rippe 11, die in AP-Richtung verläuft.

An die Walzengelenkfläche 10 schließen sich seitlich Malleolargleitflächen 12 (lateral) und 13 (medial) an. Die die Gelenkflächen 10 bis 13 bildenden Wände ergeben zusammen eine Kappenform, wie sich aus der Zeichnung im einzelnen ergibt und deren äußere Gestalt der natürlichen Gestalt der Gleitflächen des Sprunggelenks sehr nahe kommt. Die Innenflächen sollen zu

88 12806

12.10.88

8

den entsprechend bearbeiteten Flächen des Sprungbeins 1 bei zementfreier Implantation möglichst genau passen. Während die den Malleolargleitflächen 12, 13 auf der Innenseite entsprechenden Flächen diesen etwa parallel und ben verlaufen und daher mittels Säge und Sägelehre leicht herstellbar sind, setzt sich die der Walzengleitfläche 10 auf der Innenseite gegenüberliegende Fläche aus drei Ebenen, parallel zur Gelenkachse verlaufenden Flächen zusammen, nämlich einer mittleren Fläche 14, die parallel zur Palmarebene des Fußes und lotrecht zur Hochachse verläuft, einer vorderen, abfallenden Fläche 15 und einer hinteren, abfallenden Fläche 16. Auch diese Flächen können, wie oben näher beschrieben, mittels entsprechender Sägelehren leicht am Sprungbein 1 nachgebildet werden.

In der Mitte der Unterfläche ist eine vertikal und in AP-Richtung verlaufende Rippe vorgesehen, die, insbesondere bei zementfreier Verankerung, eine zusätzliche Sicherung bildet. Die dem Knochen zugewendeten Flächen oder Teile dieser Komponente können so ausgebildet sein, daß sie dem einwachsenden Knochen Verankerungsvertiefungen oder andere Haftmöglichkeiten bieten.

Die die laterale Malleolargleitfläche 12 bildende Wand ist nicht über ihre volle Länge so weit heruntergezogen wie die mediale 13. Sie weist vielmehr im Bereich 17, d.h. in ihrem hinteren Drittel, einen Ausschnitt auf. Entsprechend den natürlichen Verhältnissen ist die Sprunggelenk-Komponente 2 an ihrer ventralen Seite (in Fig. 10 unten) etwas breiter als an der dorsalen.

Die Schienbein-Komponente, deren Ansichten in der obersten Reihe der Einzeldarstellungen erscheinen, besteht im wesentlichen aus einer Platte 19, deren ebene Unterfläche 20 eine Gleitfläche bildet. Auf ihrer Oberseite trägt sie zwei Rippen 21, die parallel zueinander und zu der Platte 19 in AP-Richtung verlaufen und überwiegend Kreisquerschnitt besitzen (s. Fig. 15) und im Bereich ihrer Verbindung mit der Platte 19

12.10.88

12.10.88

9

entsprechend hinterschnitten sind. Sie besitzen Erhöhungen 22 zur Verbesserung der Anfangsfestigkeit. In die Zwischenräume zwischen den Erhöhungen 22 wächst Knochengewebe zur endgültigen Verankerung ein.

Diese Ausführung der Rippen 21 hat den Vorteil, daß die zu ihrer Aufnahme bestimmten Nuten 23 durch einfaches Bohren von ventral erzeugt werden können, parallel zur Resektionsfläche 24. Ihre einfache Formgebung trägt dazu bei, die Operationsdauer zu verkürzen und das Risiko von Implantationsfehlern zu verringern.

Zwischen der Sprungbein-Komponente 2 und der Schienbein-Komponente 5 befindet sich der Zwischengelenkteil 6, der oberseits eine zur Gleitfläche 20 passende ebene Gleitfläche 25 bildet. Auf seiner Unterseite weist er eine Walzengelenkfläche 26 auf, die mit der Gelenkfläche 10 der Komponente 2 im wesentlichen übereinstimmt. In der Mittel dieser Gelenkfläche 26 befindet sich eine in AP-Richtung verlaufende Nut 27, die mit der Rippe 11 gemeinsam die oben erwähnte Seitenführung bildet.

Ebenso wie die Sprungbeinkomponente 2 besteht die Schienbein-Komponente 5 zweckmäßigerweise aus einem gewebeverträglichen Metall, während der Zwischengelenkteil 6 aus Polyethylen mit hohem Molekulargewicht besteht.

Die Prothese gibt die in Fig. 2 und 3 durch Pfeile angedeuteten Freiheitsgrade der Gelenkbewegung, nämlich zwischen den Prothesenteilen 2 und 6 findet eine Schwenkbewegung um die Querachse 28 statt, wobei Teil 6 seitlich durch die Rippe 11 und die Nut 27 festgelegt ist, und die ebene Gleitfläche 20, 25 erlaubt Drehbewegungen sowie Querbewegungen in alle Richtungen.

Die Vorteile der erfindungsgemäßen Prothese bestehen zum einen darin, daß sie eine weitgehende Nachbildung der natürlichen

8810800

10.10.88

10

Die Vorteile der erfindungsgemäßen Prothese bestehen zum einen darin, daß sie eine weitgehende Nachbildung der natürlichen Bewegungsverhältnisse des Sprunggelenks und eine Anpassung der Lage der Gelenkteile an die Erfordernisse des Bandapparates gestattet. Zum anderen ermöglicht sie eine Operation ausschließlich von ventral unter Anwendung verhältnismäßig einfacher und durch Säge- und Bohrlehren sicher führbarer Bearbeitungsvorgänge.

Die Zusammensetzung der Unterfläche der Sprungbein-Kappenprothese aus den Flächenanteilen 14, 15 und 16 verdient ggf. Schutz unabhängig von den übrigen Aspekten der Erfindung. Dasselbe gilt für die Ausstattung des ersten Schienbein-Prothesenteils mit in AP-Richtung verlaufenden und vorzugsweise zylindrischer Rippen.

88.10.18



①9 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

⑫ **Gebrauchsmusterschrift**  
⑩ **DE 200 10 346 U 1**

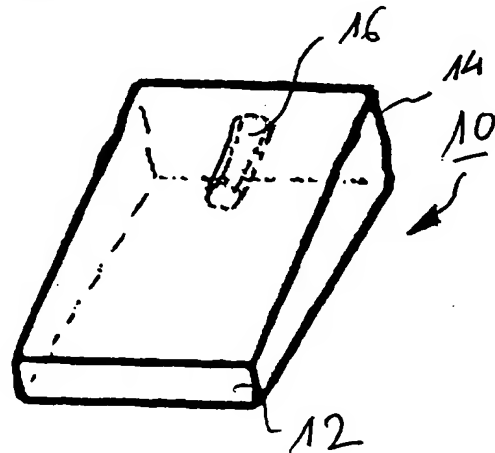
⑤① Int. Cl.<sup>7</sup>:  
**A 61 F 2/28**  
A 61 L 27/56

②① Aktenzeichen:	200 10 346.6
②② Anmeldetag:	9. 6. 2000
④⑦ Eintragungstag:	17. 8. 2000
④③ Bekanntmachung im Patentblatt:	21. 9. 2000

- ⑦③ Inhaber:  
Stuckenbrock Medizintechnik GmbH, 78532  
Tuttlingen, DE
- ⑦④ Vertreter:  
Rechts- und Patentanwälte Lorenz Seidler Gossel,  
80538 München

⑤④ Implantat zur Verwendung in spongiösen Knochenbereichen

⑤⑦ Implantat zur Verwendung in spongiösen Knochenbereichen, wie dem distalen Radius, dem Humeruskopf, dem Tibiakopf oder dem Pilonbereich, bestehend aus einem im wesentlichen keilförmigen, trapezförmigen oder würfelförmigen Körper aus Titan- oder Niobschwamm.



DE 200 10 346 U 1

DE 200 10 346 U 1

09.06.00

09.06.2000

00899-00 La/bz

**Stuckenbrock Medizintechnik GmbH**  
**D-78532 Tuttlingen**

---

Implantat zur Verwendung in spongiösen Knochenbereichen

---

Die Erfindung betrifft ein Implantat zur Verwendung in spongiösen Knochenbereichen.

Die am häufigsten vorkommende Fraktur des Menschen ist die distale Radiusfraktur. Sowohl junge Menschen – diese meistens bei Sportunfällen – als auch alte Menschen, die durch einen einfachen Sturz auf die ausgestreckte Hand fallen, brechen sich die Speiche. Bis zu 25% aller vorkommenden Frakturen des Menschen sind Frakturen dieses Typs. Insbesondere bei älteren Patienten entstehen im Rahmen der Osteoporose bei Stürzen auf die Hand häufig distale Radiusfrakturen mit unkalkulierbaren komplikationsträchtigen Trümmerfrakturen. Diese neigen nach der Reposition der Fraktur zur Verkürzung und weiteren sekundären Fehlstellungen, insbesondere dann, wenn nach perkutanen Kirschnerdrahtspickungen die Drähte vorzeitig auslockern und damit ein Nachsinterungseffekt möglich wird. Die Folge sind verbleibende sekundäre Fehlstellungen nach knöcherner Konsolidierung mit teilweise erheblichen Funktionseinschränkungen. Grundsätzlich ergibt sich diese anhand der häufig vorkommenden Radiusfraktur diskutierte Problematik von osteoporotischen Patienten bei sämtlichen Frakturen von spongiösen Knochen, bei-

DE 200 10 346 U1



spielsweise auch bei Frakturen des Humeruskopfes, des Tibiakopfes oder dem Pi-  
lobereich.

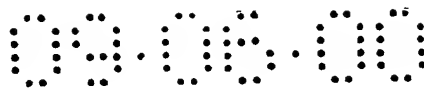
Aufgabe der Erfindung ist es, ein Implantat zu schaffen, das beim Heilen der Frak-  
tur eines osteoporotischen Patienten die Bildung verbleibender sekundärer Fehl-  
stellungen wirksam verhindert.

Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe durch ein Implantat nach dem Anspruch 1  
gelöst. Demnach besteht dieses aus einem im wesentlichen keilförmigen, tra-  
pezförmigen oder würfelförmigen Körper aus Titan- oder Niobschwamm.

Diese Lösung beruht auf der Idee, aufgetretene Defekte nicht, wie dies klassisch  
geschehen ist, durch osteoporotischen Knochen aufzufüllen, sondern mit einem  
strukturierten spongiosaähnlichem Titangeflecht zu armieren, um den Sinterungs-  
effekt nach distalen Radiusfrakturen oder ähnlichen Frakturen anderer spongiöser  
Knochenbereiche zu reduzieren. Das aus Titanschwamm bestehende Titange-  
flecht, welches sich der Form der Defektbildung anpaßt, ist in der Lage, entstehen-  
den Druck zu absorbieren, ohne daß eine Kompression des Materials erfolgt. Hier-  
durch wird gewährleistet, daß die ursprüngliche Repositionsstellung erhalten bleibt  
und keine Sekundärdisklokation erfolgt. Statt eines Titangeflechts bzw. eines Titan-  
schwammes kann auch ein Schwammmaterial aus Niobium, das ähnlich gute Eigen-  
schaften aufweist, verwendet werden.

Durch die Oberflächenstruktur und die Kernstruktur besteht die Möglichkeit, daß der  
Knochen in das Implantat einwächst, so daß eine sichere und stabile Integration  
des spongiosaähnlichen Titans oder Niobiums möglich wird.

Gegenüber der Kirschnerdrahtspickung hat das Implantat den Vorteil des fehlenden  
Sinterungseffektes. Es ist ein minimalinvasiver Eingriff bzw. der Eingriff kann mini-  
malinvasiv durchgeführt werden. Dies steht im Gegensatz zur abstützenden Plat-  
tenosteosynthese, die einen größeren Zugang erforderlich macht und durch die ein  
Nachsinterungseffekt gleichermaßen nicht immer verhinderbar ist. Das erfindungs-



gemäßes Implantat kann durch seine Stabilität diese Nachsinterungseffekte verhindern, ganz abgesehen von der Tatsache, daß auf eine Spongiosaplastik verzichtet werden kann und damit eine Erweiterung des Eingriffs vermeidbar ist.

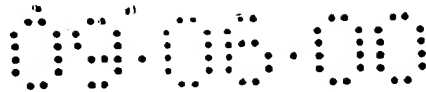
Besondere Vorteile der Erfindung ergeben sich aus den sich an den Hauptanspruch anschließenden Unteransprüchen. Demnach ist das Implantat beispielsweise als keilförmiger Körper im Längsschnitt einem Dreieck angenähert, das allerdings eine abgeflachte Dreiecksspitze aufweist. Die Implantate werden vorteilhaft in einer Größensortierung vorgehalten, so daß aufgrund angepaßter unterschiedlicher Implantatgrößen angepaßt an die Defektbildung das Implantat gesetzt werden kann. Besonderes vorteilhaft ist die insbesondere durch die minimalinvasive Platzierung stark reduzierte Operationszeit.

Vorteilhaft ist auf einer Seite des Implantats eine Kopplungseinrichtung zum Ankoppeln eines Platzierungswerkzeuges für das Implantat vorgesehen. Hierdurch läßt sich das Implantat minimalinvasiv an der gewünschten Stelle platzieren. Die implantatseitig vorgesehene Kopplungseinrichtung kann aus einer Gewindehülse bestehen, in die ein Werkzeug mit einer entsprechenden Gewindespitze durch Eindrehen in das Gewinde bzw. Herausdrehen aus dem Gewinde lösbar mit dem Implantat verbindbar ist. Anstelle eines Gewindes kann auch eine beliebige andere Kopplungseinrichtung, die einen stabilen und lösbaren Verbund zwischen dem Platzierungswerkzeug und dem Implantat ermöglicht, vorgesehen werden. Hier ist beispielsweise an einen Bajonettverschluß oder eine ähnliche Kopplung zu denken.

Weitere Einzelheiten und Vorteile ergeben sich aus einem in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiel. Es zeigen:

Fig. 1 eine perspektivische Ansicht eines Ausführungsbeispiels des erfindungsgemäßen Implantates,

Fig. 2 eine Draufsicht von vorne auf das Implantat gemäß Fig. 1,



- 4 -

Fig. 3 eine Seitenansicht – teilweise geschnitten – des Implantats gemäß Fig. 1 und

Fig. 4 eine Draufsicht – teilweise geschnitten – auf das Implantat gemäß Fig. 1.

Das in Fig. 1 dargestellte Implantat 10 ist im wesentlichen keilförmig ausgebildet. Der Keil ist hier im Längsschnitt, wie sich auch aus der Darstellung gemäß Fig. 3 ergibt, einem Dreieck angenähert, das eine abgeflachte Dreiecksspitze 12 aufweist. Auf der der Spitze 12 gegenüberliegenden Seite 14 ist ungefähr mittig eine Gewindehülse 16 eingelassen, in die von außen ein hier nicht näher dargestelltes Werkzeug mit einem Gewindekopf einschraubbar ist.

Das Implantat 10 besteht aus einem Titanschwamm, dessen Struktur derart gewählt ist, daß er ein spongiosaähnliches Titangeflecht bildet. Die schwammartige Struktur ist dabei so gewählt, daß der Knochen in das Implantat einwachsen kann.

Die Form des in den Figuren dargestellten Implantatkeiles stellt nur eine beispielhafte Dimensionierung des erfindungsgemäßen Implantates dar. Die Implantate werden in verschiedenen Keilformen, Trapezformen oder Würfel- bzw. Quaderformen vorgehalten. Dabei wird in der Regel ein Produktsystem bestehend aus unterschiedlich keilförmigen Implantaten, beispielsweise sechs unterschiedlichen keilförmigen Implantaten, als ein Set bereitgehalten. Bei Achsfehlstellungen bei distalen Radiusfrakturen werden die Implantate zur dreidimensionalen Korrektur dieser Fehlstellung direkt und primär in den Frakturspalt eingeschoben. Die mikroporöse Titanstruktur erlaubt ein Einwachsen von Knochen in die entsprechenden Poren. Die Titankeile können entweder einmal verpackt, steril an Krankenhäuser oder als Set und steril in entsprechenden Behältnissen angeboten werden.

DE 200 10 346 U1

09.06.00

09.06.2000  
00899-00 La/bz

**Stuckenbrock Medizintechnik GmbH**  
**D-78532 Tuttlingen**

---

Implantat zur Verwendung in spongiösen Knochenbereichen

---

### **Ansprüche**

1. Implantat zur Verwendung in spongiösen Knochenbereichen, wie dem distalen Radius, dem Humeruskopf, dem Tibiakopf oder dem Pilonbereich, bestehend aus einem im wesentlichen keilförmigen, trapezförmigen oder würfelförmigen Körper aus Titan- oder Niobschwamm.
2. Implantat nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der keilförmige Körper im Längsschnitt einem Dreieck angenähert ist, das eine abgeflachte Dreiecksspitze aufweist.
3. Implantat nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß auf einer Seite eine Kopplungseinrichtung zum Ankoppeln eines Werkzeuges integriert ist.

DE 200 10 346 U1

09.05.00

- 2 -

4. Implantat nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die im Implantat integrierte Kopplungseinrichtung eine Gewindehülse ist, so daß ein Werkzeug mit einer Gewindespitze durch Eindrehen in das Gewinde bzw. Herausdrehen aus dem Gewinde lösbar mit dem Implantat verbindbar ist.

DE 200 10 346 U1

Fig. 1

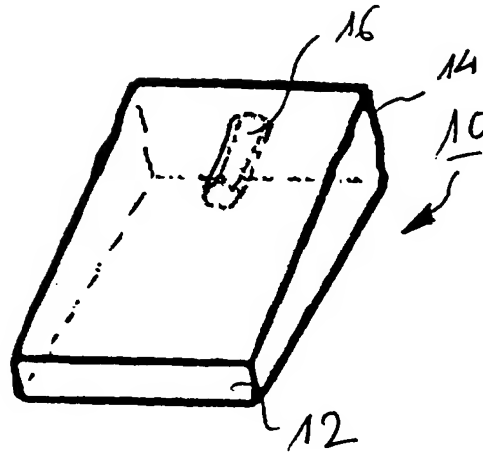


Fig. 2

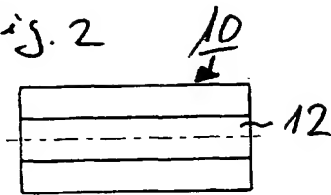


Fig. 3

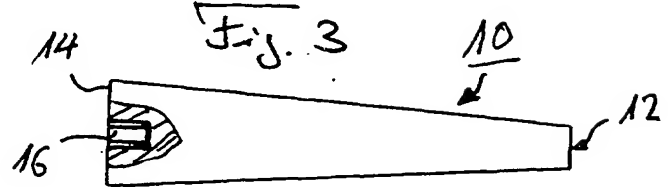


Fig. 4

